

0418026-SHY

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-210655

(43)Date of publication of application : 11.08.1995

(51)Int.Cl.

G06T 1/00
A61B 3/14
G01B 11/24
G06T 9/00
G06T 5/30
G06T 7/60

(21)Application number : 06-005222

(71)Applicant : NIKON CORP

(22)Date of filing : 21.01.1994

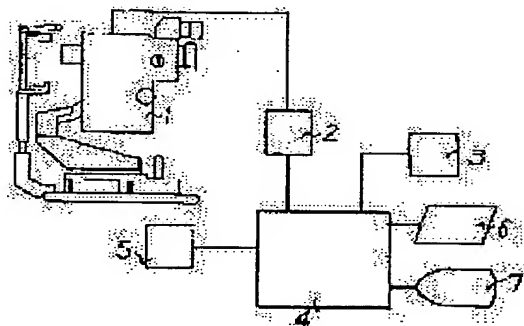
(72)Inventor : KOYAMA KAZUO
KATO HIROMASA

(54) IMAGE PROCESSOR FOR OPHTHALMOLOGY

(57)Abstract:

PURPOSE: To measure the eyeground image with an easy operation to obtain the quantitative measurement result by calculating a route from one point to another on the blood vessel image while determining the going directions at intersections or branch points.

CONSTITUTION: The eyeground image of an eye to be examined is picked up by a retinal camera 1 to obtain a 35mm slide of the eyeground image, and the eyeground image is read from the 35mm slide by a slide scanner 3 to obtain a digital image, and this digital image is stored in an image memory 5. An image processing processor 4 is used to extract a designated eyeground blood vessel image. In this case, inter-section information or branch point information of narrow lines obtained by subjecting the binarized blood vessel image to the line thinning processing is calculated, and the route from one point to another on narrow lines is traced based on fine lines and intersection information or branch point information while determining the going directions at intersections or branch points, and traced narrow line information is calculated.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-210655

(43) 公開日 平成7年(1995)8月11日

(51) Int.Cl.⁶ 識別記号 庁内整理番号 F I 技術表示箇所

G 0 6 T 1/00

A 6 1 B 3/14

G 0 1 B 11/24

Z

K

G 0 6 F 15/ 62

3 9 0 Z

15/ 66

3 3 0 Q

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 6 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平6-5222

(22) 出願日 平成6年(1994)1月21日

(71) 出願人 000004112

株式会社ニコン

東京都千代田区丸の内3丁目2番3号

(72) 発明者 小山 和夫

東京都千代田区丸の内3丁目2番3号 株

式会社ニコン内

(72) 発明者 加藤 宏政

東京都千代田区丸の内3丁目2番3号 株

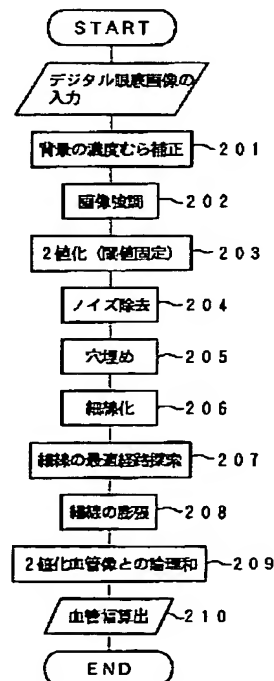
式会社ニコン内

(54) 【発明の名称】 眼科用画像処理装置

(57) 【要約】 (修正有)

【目的】 簡単な操作で、眼底画像の計測ができ、定量性のある測定結果が得られる眼科用画像処理装置を提供する。

【構成】 2値化された血管部画像を細線化処理する細線化手段と、該細線化手段により得られた細線の交叉点情報または分岐点情報を算出する第1の演算手段と、前記細線と前記交叉点情報または分岐点情報とから、細線上におけるある点から他の点までを、交叉点または分岐点での進行方向を決定しながらトレースし、トレースされた細線情報を算出する第2の演算手段とを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 2 値化された血管部画像を細線化処理する細線化手段と、

該細線化手段により得られた細線の交叉点情報または分岐点情報を算出する第 1 の演算手段と、
前記細線と前記交叉点情報または分岐点情報とから、細線上におけるある点から他の点までを、交叉点または分岐点での進行方向を決定しながらトレースし、トレースされた細線情報を算出する第 2 の演算手段とを備えたことを特徴とする眼科用画像処理装置。

【請求項 2】 前記血管部画像と前記細線情報とから、前記細線情報に対応する血管画像から交叉あるいは分岐血管の画像を取り除いた血管画像を算出する第 3 の演算手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の眼科用画像処理装置。

【請求項 3】 前記第 2 の演算手段は、交叉点または分岐点までにトレースした細線の任意数のチェーンコードを算出し、該交叉点または分岐点での近傍要素のうち、前記チェーンコードの中から多いコードと一致する近傍要素を算出し、その近傍要素を前記進行方向と決定することを特徴とする請求項 1 記載の眼科用画像処理装置。

【請求項 4】 前記細線情報から、トレースされた細線の長さと同前記血管部画像の面積を算出する第 4 の演算手段を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の眼科用画像処理装置。

【請求項 5】 前記長さと同前記面積とから前記血管部画像の平均幅を算出する第 5 の演算手段を備えたことを特徴とする請求項 4 記載の眼科用画像処理装置。

【請求項 6】 前記細線上における前記ある点と同前記他の点との直線距離と同前記長さと同前記血管部画像の蛇行率を算出する第 6 の演算手段を備えたことを特徴とする請求項 5 記載の眼科用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【産業上の利用分野】 本発明は、眼底血管画像等の解析に用いられる画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、眼底画像中の血管像の幅などの形状データを計測する際に、人間が定規等を使用して測っていた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 上記のような従来の技術においては、測定により得られたデータに個人差があり、定量性に欠けていた。また、血管の形状の特性から、血管の長さ及び平均値を計測することは、非常に困難であった。さらに、眼底画像に対して、デジタル画像処理を施して血管の形状計測を行った場合、眼底血管に見られる交叉及び分岐の指定など、多くの雑多な作業を行わなければならなかった。

【0004】 本発明の目的は、簡単な操作で、眼底画像

の計測ができ、定量性のある測定結果が得られる眼科用画像処理装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】 上記課題の解決のため、本発明は、2 値化された血管部画像を細線化処理する細線化手段と、該細線化手段により得られた細線の交叉点情報または分岐点情報を算出する第 1 の演算手段と、前記細線と前記交叉点情報または分岐点情報とから、細線上におけるある点から他の点までを、交叉点または分岐点での進行方向を決定しながらトレースし、トレースされた細線情報を算出する第 2 の演算手段とを備える構成とした。

【0006】 また、前記血管部画像と同前記細線情報とから、前記細線情報に対応する血管画像から交叉あるいは分岐血管の画像を取り除いた血管画像を算出する第 3 の演算手段を備えることが好ましい。また、前記第 2 の演算手段は、交叉点または分岐点までにトレースした細線の任意数のチェーンコードを算出し、該交叉点または分岐点での近傍要素のうち、前記チェーンコードの中から多いコードと一致する近傍要素を算出し、その近傍要素を前記進行方向と決定することが好ましい。

【0007】 また、前記細線情報から、トレースされた細線の長さと同前記血管部画像の面積を算出する第 4 の演算手段を備えることが好ましい。また、前記長さと同前記面積とから前記血管部画像の平均幅を算出する第 5 の演算手段を備えることが好ましい。また、前記細線上における前記ある点と同前記他の点との直線距離と同前記長さと同前記血管部画像の蛇行率を算出する第 6 の演算手段を備えることが好ましい。

【0008】

【作用】 上記のような構成により、血管像上のある点から他の点までの経路を交叉点や分岐点での進行方向を決定しながら算出することができる。このようにして算出されたデータを用いて、各種測定（血管画像の長さ、幅等）を行うことができる。

【0009】 血管像上の前記「ある点」「他の点」は、操作者が血管像上の解析したい部分を任意に決めて、指定すればよい。

【0010】

【実施例】 図 1 は、本発明の実施例による画像処理装置の構成図である。図 1 において、眼底カメラ 1 により被検眼の眼底像を撮影し、眼底像の 35mm スライドを得る。次に、スライドスキャナ 3 により、35mm スライドより眼底像を読み込み、デジタル画像を得る。そのデジタル画像は、画像メモリ 5 に格納する。

【0011】 眼底カメラ 1 に CCD カメラを接続してもよい。この場合、CCD カメラから送られる眼底像のアナログ画像信号を A/D コンバータ 2 でデジタル画像データに変換して画像メモリ 5 に格納する。また、眼底カメラ 1 の代わりにスリットランプと各種レンズを用いて

眼底像を得ることも可能である。

【0012】続いて、画像処理プロセッサ4を使用して指定された眼底血管画像の抽出を行う。画像メモリ5に格納されている眼底画像のデータを画像処理プロセッサ4によって読み出し、眼底画像の血管部分をモニター7に表示する。図3は、表示された眼底画像の血管部分を示す図である。マウス6によって、図3に示すように、測定したい血管の両端位置（図中の点S、点E）を指定する。また、ここで、血管の両端位置指定の前に測定したい血管部分を含む矩形領域をトリミングしてもよい。

【0013】以下、上記のように画像処理プロセッサによって指定された血管を抽出する動作の説明をする。図

$$G(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} ; \text{平均} 0, \text{分散} \sigma^2$$

$$F(x,y) = G(x,y) * f(x,y)$$

2は、本発明の実施例による画像処理装置の動作を示す流れ図である。

(1) 濃度むらの除去処理

眼底画像は、背景の濃度むらが大きい（図8（a））ため、この背景の濃度むらをなくす処理を行う（図2ステップ201）。

【0014】まず、眼底画像データに対して、以下に示す式に基づいて2次元のガウス関数の畳み込み演算を行う。

【0015】

【数1】

$G(x,y)$: ガウス関数

$f(x,y)$: 原画像

$F(x,y)$: ガウスぼかし画像

【0016】こうしてできた画像データを元の画像データから除算して濃度むらが取り除かれた画像データを得る。ガウス関数の分散の値は、扱う画像の解像度によって異なり、前記濃度むらを取る演算を行いながら結果画像をモニターに映し、実際に目で確認しながら調節する。このようにして得られた画像が図8（b）である。上記のような手法以外の背景の濃度むらの除去方法は、眼底画像に対して最小値フィルタ処理、すなわち、画像中のある点（画素）の8近傍要素のうち最小の値をその点の値とする処理を行い、その画像に前述のようにガウス関数を畳み込み演算を行う。こうしてできた画像を元の画像から除算して濃度むらを取り除く。この手法で使用する画像処理パラメータは結果画像をモニターに写し、実際に目で確認しながら調節する。

【0017】上記2つの手法による背景の濃度むら除去は必要に応じて使い分けることが好ましい。

(2) 2値化処理

「(1) 濃度むらの除去」によって得られた画像の、抽出対象と背景を分けるため、画像の各画素の濃度値を2値化することによるセグメンテーションを行う（図2ステップ203）。2値化のしきい値は、処理結果をモニターに映し出し、分離の具合を確認しながら決定する。このようにして得られた画像が図8（c）である。

【0018】なお、この2値化処理の前にヒストグラムの平滑化処理（濃度の一様分布）などによって画像強調を行うと、しきい値が決定しやすい（図2ステップ202）。

(3) ノイズ除去処理

2値化によって得られた画像に対し、ノイズ除去処理を行う（図2ステップ204）。まず、画像に対してラベリング処理を行う。2値化された画像の黒画素（濃度を有する画素）がつながってできた領域（連結領域と呼

ぶ）のそれぞれに番号付けを行う。次に、ラベル付けされた連結領域のうち小さい面積の領域領域をノイズと見なして、その領域を消去する。

【0019】次に、画像の血管部分内部に見られる穴の穴埋め処理を行う（図2ステップ205）。図4（a）は、画像の血管部分内部の穴を示す図である。白い楕円が穴である。まず、画像を図4（b）のように反転させる。その後、ラベリング処理を行い、前述のノイズ除去処理と同じ要領で、反転後にできた黒画素の小領域すなわち連結領域内の穴に当たる領域を消去する（図4

（c））。そして、再び濃度反転させる（図4

（d））。

【0020】以上のようにして、ノイズ除去及び連結領域内の穴埋めを行い、背景と分離された血管像を得る。このようにして得られた画像が図9（a）である。

(4) 細線化処理

ノイズ除去によって得られた画像に対し、細線化処理を行う（図2ステップ206）。すなわち、各走査線と画像中の連結領域とが交叉する部分において、その交叉する部分の走査線上の始端の画素と終端の画素を順に消去していき1画素のみを残す。この処理を各走査線について行うことにより、最終的に幅が1画素の細線を得る。

【0021】また、同時に細線の分岐点及び交叉点を算出する。細線のある点（画素）の8近傍要素に3個以上の細線上の点（画素）が存在すれば、その点は分岐点あるいは交叉点とする。このようにして得られた画像が図9（b）である。

(5) 分岐、交叉の除去処理

細線化処理によって得られた細線に対し、分岐又は交叉を取り除くための処理を行う。図3に示したように指定された2点（図3中の点S、点E）の一方の点から他点に向かって細線のトレースを行い、同時にトレースした

細線画素の総数及び座標データを得る。ここで、細線トレース中に分岐及び交叉点に到達したら、進むべき経路（最適経路）を決定する（図2ステップ207）。このときの決定方法を以下に述べる。

【0022】図6に示すような点Aから分岐点Bまでの連結方向を示すチェーンコード（または連結コード）を作成する。点A～分岐点B間の細線画素数がK個（Kは任意の固定された自然数）あるとする。チェーンコードは、細線上の一点（画素）に隣接する要素（画素）の相対位置を図5（a）のように番号付け（相対位置コード化）することによって得る。図5（b）は細線を示す点E～点Fの経路に相対位置コードを記入した図である。点Eから点Fまでの経路は、図5（b）に示すように、点Eから上方向に3画素分移動し、そこから右方向に3画素分移動して点Fに至る。図5（a）によれば、上方向の相対位置コードは「1」であり、右方向の相対位置コードは「3」である。したがって、点Eから点Fまでの経路は、相対位置コード「1」が3個、相対位置コード「3」が3個で表される。これを示したのが下記表1である。

【0023】

【表1】

コード	0	1	2	3	4	5	6	7
連結コード		3		3				

表1

【0024】図5（b）の点Fは分岐点である。細線上の分岐点Fにおける分岐するそれぞれの細線の相対位置コードを算出する。この場合、2方向に分岐した細線のそれぞれの相対位置コードは「1」と「3」である。これらの相対位置コードの中から、表1におけるコード要素の多いものを最適経路方向とする。今の場合、表1によれば、相対位置コードの「1」と「3」は、どちらも3個であり、最短経路がどちらの分岐であるか決めることができない。このような場合は、分岐点の屈曲度を利用する。図6に示すように、例えば、曲線1上において点A～点B、点B～点C、点B～点Dの間の細線画素数がそれぞれK個（Kは任意の固定された自然数）あるとき、ベクトルABとベクトルBCのK曲率は θ_1 である。さらにベクトルABとベクトルBDのK曲率 θ_2 を算出し、K曲率が小さくなる分岐細線上の点がある細線を最適経路方向とする。図6の場合、 θ_1 の方が小さいので、ベクトルBC方向の細線が最適経路方向であると判断する。

（6）分岐、交叉を除去した血管像の取得
ノイズ除去処理によって求められた2値化された血管像（図7（a））と、分岐、交叉の除去処理によって求められた最適経路細線（図7（b））とを利用して、分岐、交叉を除去した血管像を得る。この手法は、以下の

通りである。

【0025】分岐、交叉の除去処理によって求められた最適経路細線を膨張処理する（図2ステップ208、図7（c））。すなわち、図7（b）の2値化画像に対して、ゼロ画素（濃度を有しない画素）の8近傍要素に1つでも値を持つ画素（濃度を有する画素）があれば、前記ゼロ画素に一定値を持たせる処理を行う。この処理は、1回の膨張処理後の画像をモニタで確認しながら、最適な回数だけ繰り返して行う。

【0026】上記膨張処理によって求められた画像（図7（c））とノイズ除去によって求められた画像（図7（a））との論理和をとり、分岐、交叉を取り除いた血管像を得る（図2ステップ209）。このようにして得られた画像が図9（c）である。このようにして求めた画像の、血管領域の面積、すなわち、全ピクセル（画素）数を求め、これを、分岐、交叉の除去処理で求めた細線データ長で除算して血管幅を求める（図2ステップ210）。すなわち、

$$(\text{血管幅}) = (\text{血管領域面積}) / (\text{細線データ長})$$

によって、血管幅を算出する。

【0027】このとき、細線の長さは、ユークリッド距離又は市街地距離を利用する。さらに、図3の点Sと点Eの2点間の直線距離と細線データ長とから血管の蛇行率を求める。

【0028】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血管像中のある点から他の点までの分岐、交叉を削除した血管像を得ることができる。それに基づいた血管の長さや幅等を定量性のある測定結果として得ることができる。そのため、他のデータとの比較等も容易に行うことができる。

【0029】また、解析したい血管の両端の位置指定のみの簡単な操作で、分岐、交叉を削除した血管像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例による画像処理装置の構成図。

【図2】本発明の実施例による画像処理装置の動作を示す流れ図。

【図3】解析対象の血管の位置指定を説明する図。

【図4】血管像の穴埋め処理を説明する図。

【図5】（a）はチェーンコードフォーマットを示す図、（b）は細線データにコード付けを行った図。

【図6】K曲率の求め方を説明する図。

【図7】各処理の過程における血管像を示す図。（a）は2値化処理後の画像、（b）は細線化処理後の画像、（c）は膨張処理後の画像、（d）は（a）と（c）の論理和をとる処理後の画像。

【図8】各処理の過程における眼底画像を示す図。

（a）は原画像、（b）はシェーディング補正後の画

像、(c)は画像強調後に2値化を行った画像。

【図9】各処理の過程における眼底画像を示す図。

(a)はノイズ除去後の画像、(b)は、図9(a)に対して細線化処理を行った画像、(c)は血管抽出後の画像。

【符号の説明】

1 眼底カメラ

2 A/Dコンバータ

3 スライドスキャナ

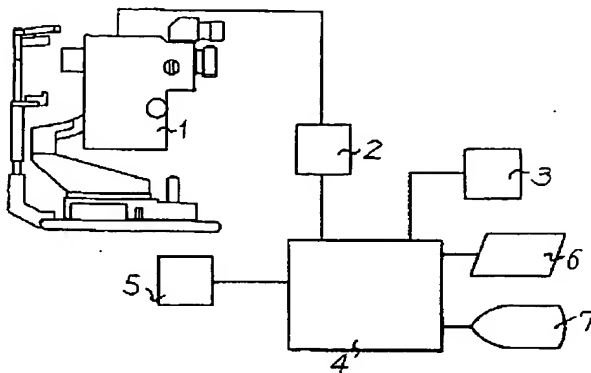
4 画像処理プロセッサ

5 画像メモリ

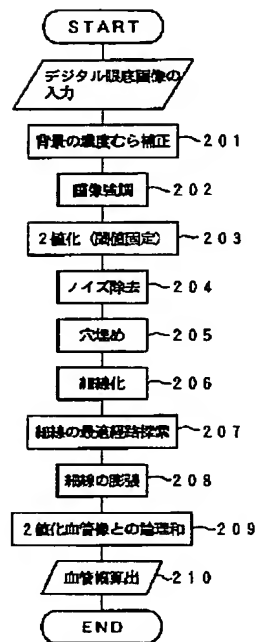
6 マウス

7 モニタ

【図1】



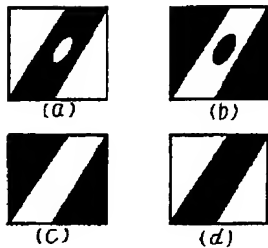
【図2】



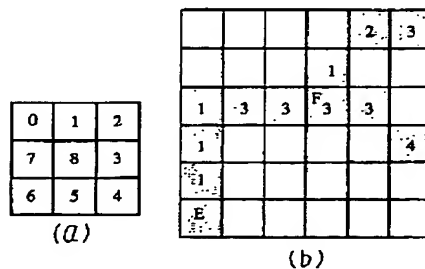
【図3】



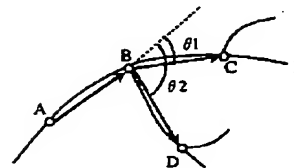
【図4】



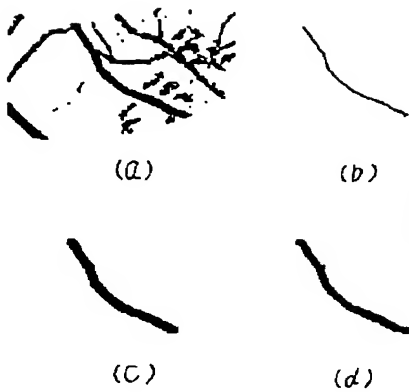
【図5】



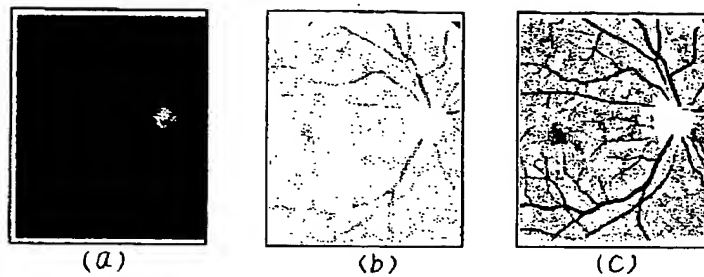
【図6】



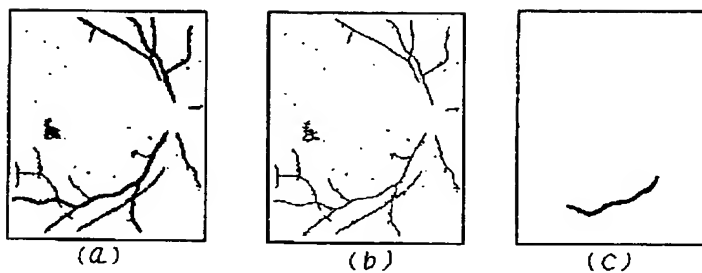
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 6

G 0 6 T 9/00
5/30
7/60

識別記号

弁内整理番号

F I

技術表示箇所

9061-5 L
9061-5 L

G 0 6 F 15/66
15/70

4 0 5
3 5 5
3 6 5

BEST AVAILABLE COPY